

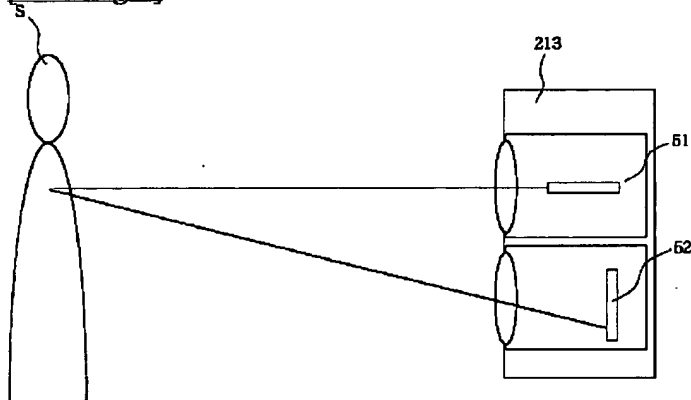
* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

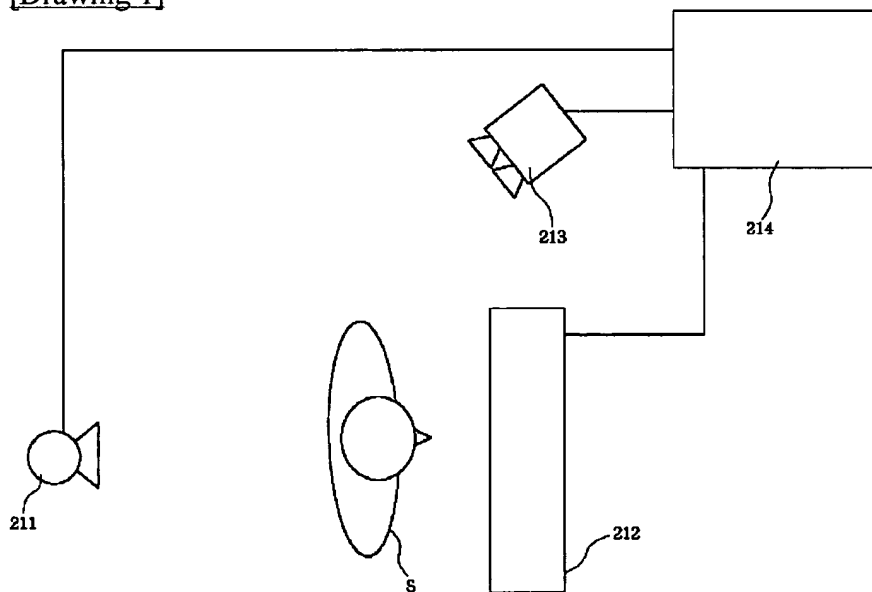
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

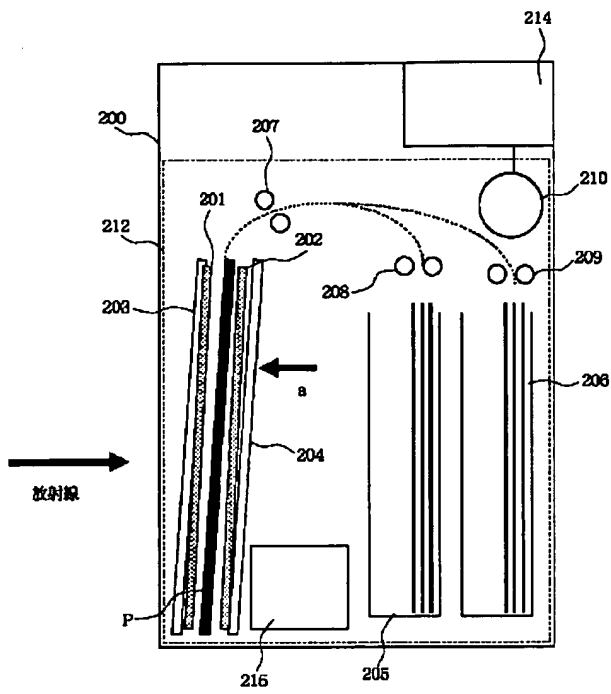
[Drawing 3]



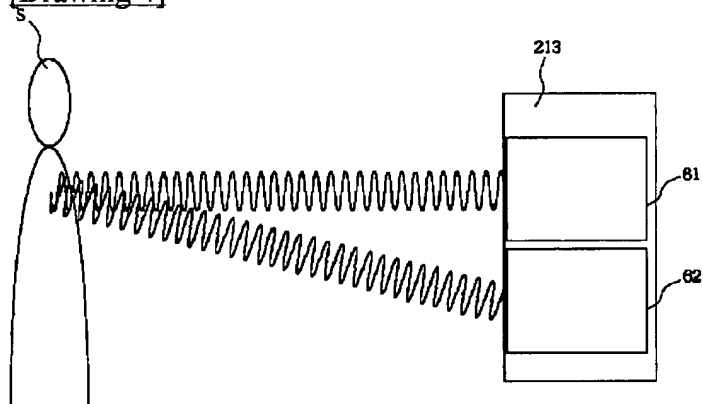
[Drawing 1]



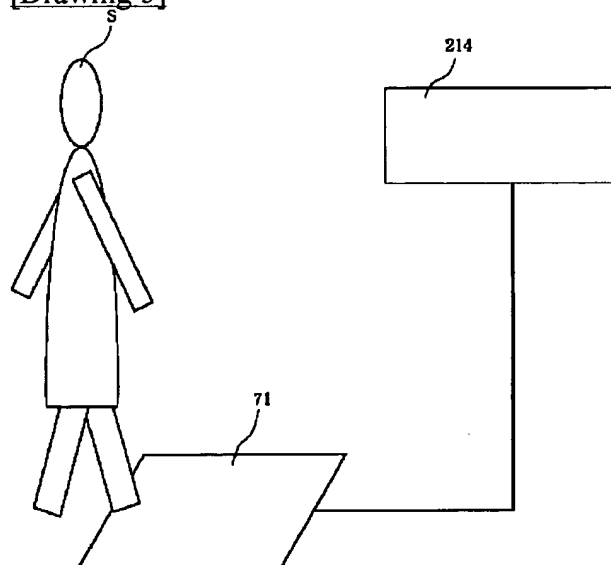
[Drawing 2]



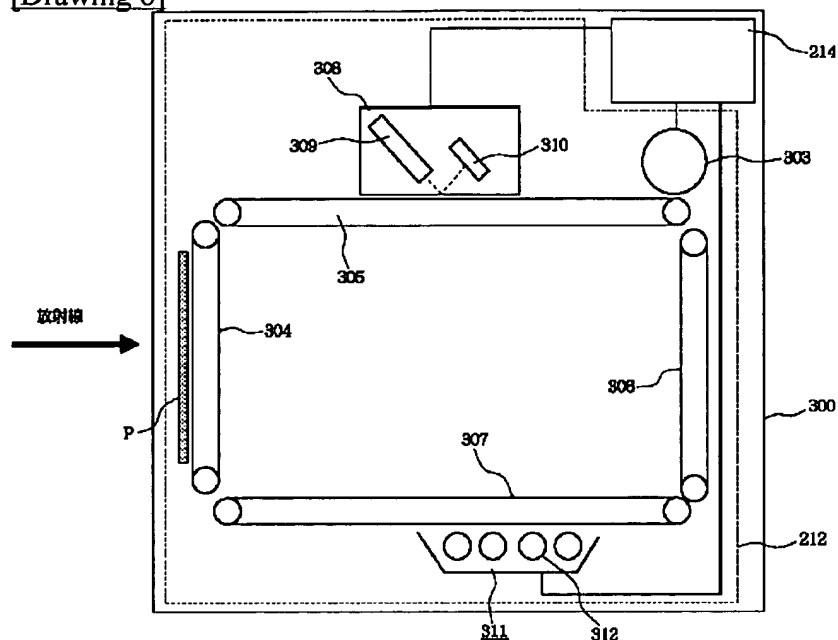
[Drawing 4]



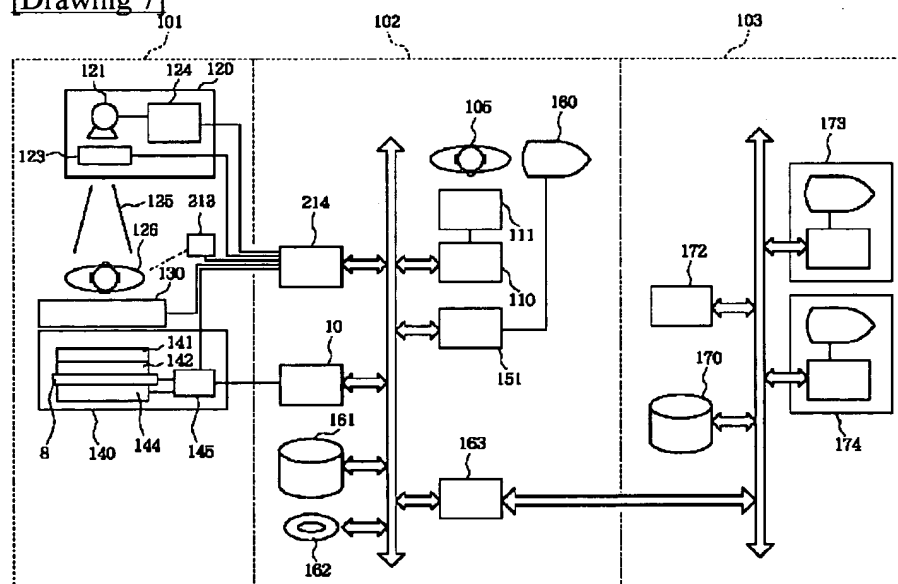
[Drawing 5]



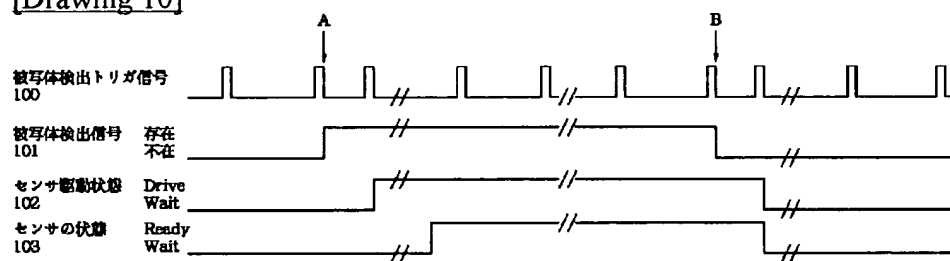
[Drawing 6]



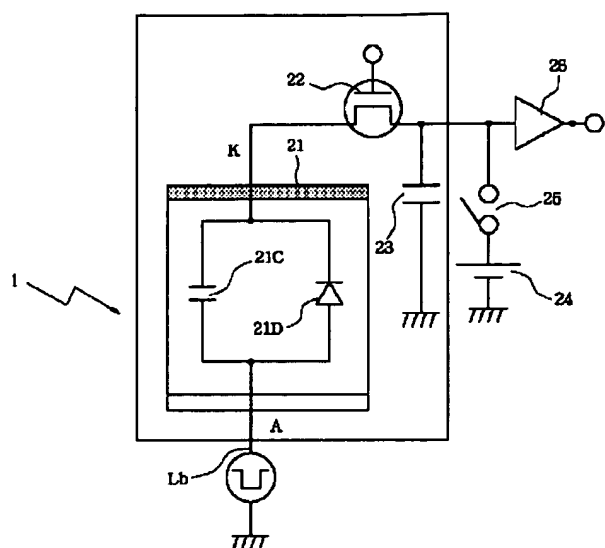
[Drawing 7]



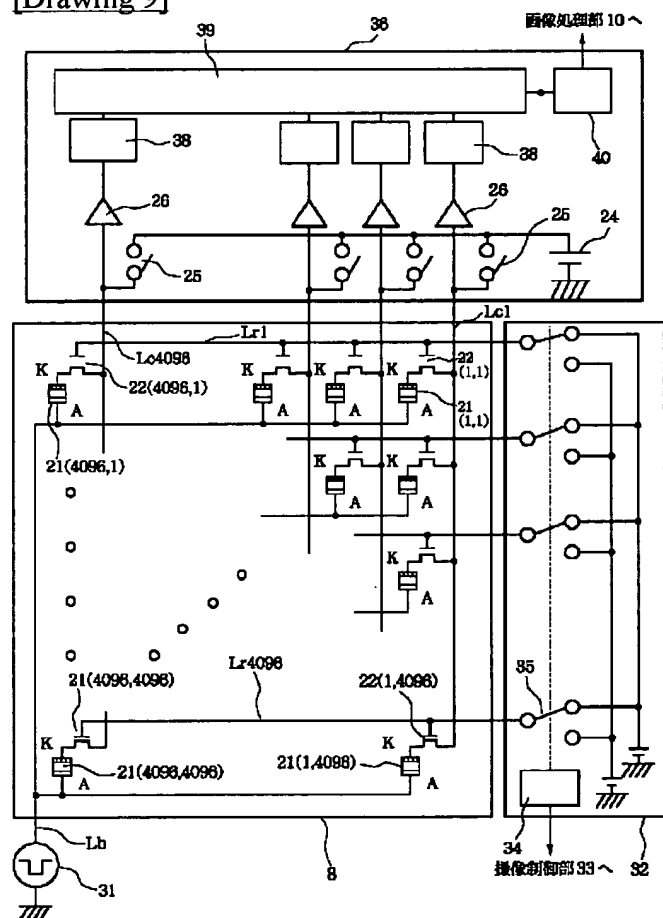
[Drawing 10]



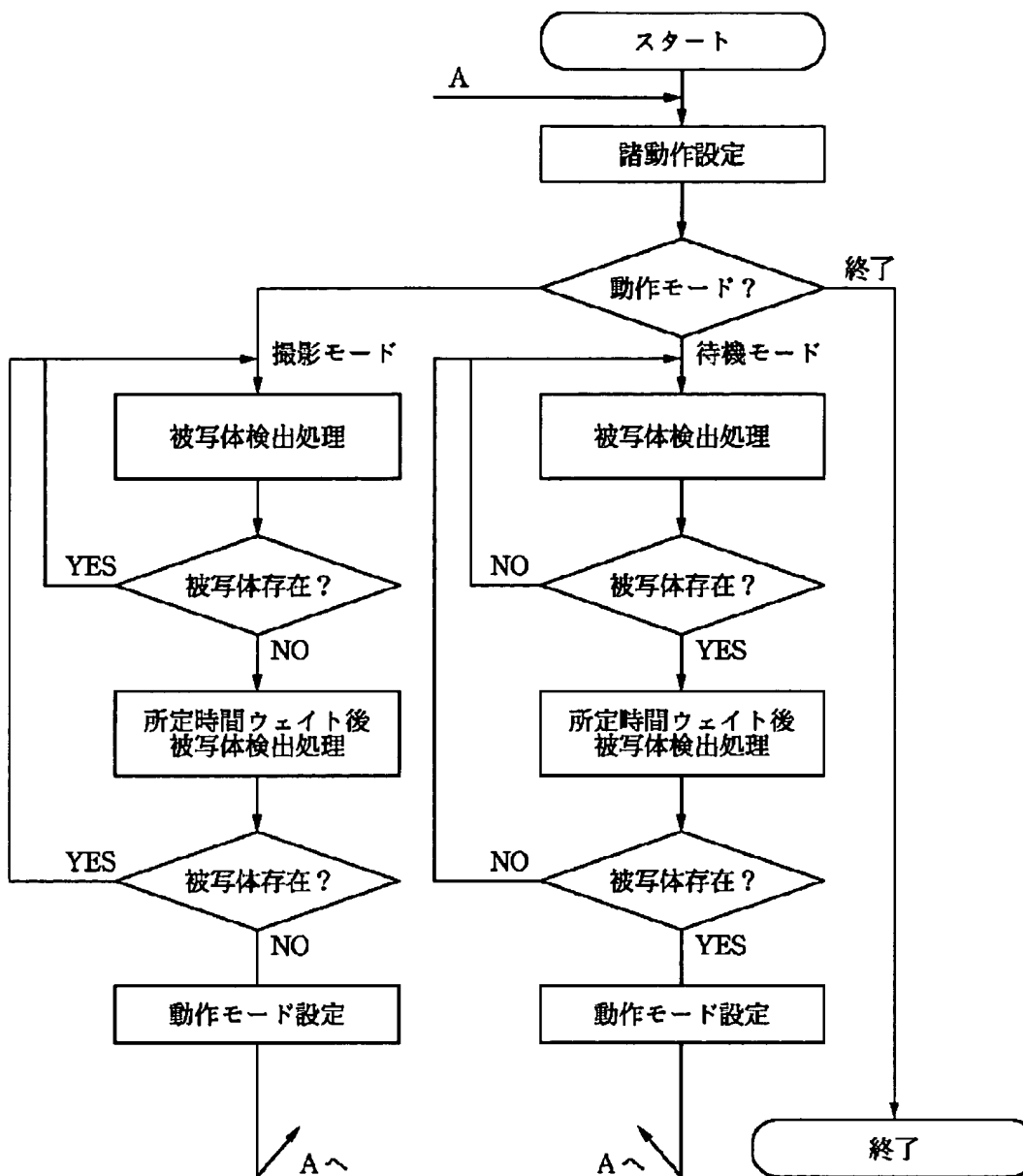
[Drawing 8]



[Drawing 9]



[Drawing 11]



[Translation done.]

*** NOTICES ***

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[The technical field to which invention belongs] this invention relates to the X-rays equipment of the composition filmed through the X-ray from a photographic subject, the composition which carries out accumulation record of the image information through this X-ray at a fluorescent substance sheet, and carries out picture reading with a reading means, or composition of carrying out direct detection of this X-ray by the solid state image pickup device, and picturizing a photographic subject about radiography equipment.

[0002]

[Description of the Prior Art] In the use cycle of the conventional X-rays equipment, it usually becomes the power supply cycle of one diurnal rhythm. For example, while equipments, such as an X-ray film changer and an X-ray solid state camera, may also switch on a power supply at the time of the operation test of an X-ray generator and photographic subjects, such as a patient, may visit them after that at it, a power supply maintains the state where it was supplied and photography of the day intercepts a power supply at the time of an end.

[0003] Since it is very rare to take a photograph in an X-ray with photography equipment continually in the meantime, while there is no photography, photography equipment usually shifts to the standby mode which reduces the load of an image pickup device by holding down to a low power or opening an image pickup device from an image pick-up state. When there is no access between predetermined times to the case where it shifts to a standby mode by an operator's directions input, or photography equipment, photography equipment moves from this to a standby mode automatically.

[0004] And when photographic subjects, such as a patient, appear, it usually shifts to the usual photography mode from the standby mode by an operator's directions input. Under the present circumstances, X-rays equipment makes photography preparations. You have to give the predetermined wait time for obtaining good quality of image or its repeatability, only including a photography preparation period.

[0005]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] As mentioned above, in order to return from a standby mode with directions of an operator, with conventional equipment, there is a problem which wait time produces after a return. On the contrary, although there is no human body (photographic subject) -- an operator's failure and the set point of a predetermined time are long -- equipment may be maintained in the state of photography preparation. This will sometimes contract the life of X-rays equipment. That is, with conventional equipment, the problem of generating of the latency time to photography and shortening of a total life cycle may arise.

[0006] this invention aims at offering radiography equipment equipped with the improvement in a throughput, or the **** function of a useless time.

[0007]

[Means for Solving the Problem] The 1st invention of this application for solving the above-mentioned

problem is radiography equipment characterized by to have a photography means photo a photographic subject according to the radiation from a photographic subject, a detection means detect the existence of a photographic subject's existence in the outline photography position of this photography means, and the control means that control operation of the aforementioned photography means based on detection of this detection means.

[0008] Moreover, the 2nd invention is further characterized by the aforementioned radiation being an X-ray.

[0009] Moreover, the 3rd invention has further a conveyance means for the aforementioned photography means conveying the record medium of the shape of a sheet which records a picture as a latent image, and the aforementioned control means are characterized by making the aforementioned conveyance means convey the aforementioned record medium to a position based on the detection result of the aforementioned detection means.

[0010] Moreover, the 4th invention detects further that, as for the aforementioned detection means, a photographic subject exists, and the aforementioned conveyance means is characterized by conveying the aforementioned record medium to the photography ready position as the aforementioned position.

[0011] Moreover, the 5th invention detects further that, as for the aforementioned detection means, a photographic subject does not exist, and the aforementioned conveyance means is characterized by conveying the aforementioned record medium to the photography position in readiness as the aforementioned position.

[0012] Moreover, the 6th invention is further characterized by the record medium of the shape of an aforementioned sheet being a film for filming.

[0013] Moreover, the 7th invention is further characterized by the record medium of the shape of an aforementioned sheet being a fluorescent substance sheet for carrying out accumulation record of the image information.

[0014] Moreover, it is the radiography element according to claim 2 characterized by having a solid state image pickup device for the aforementioned photography means carrying out the photographic subject image pick-up of the octavus invention through the X-ray from a photographic subject further, and controlling this solid state image pickup device based on detection of the aforementioned detection means.

[0015] Moreover, the 9th invention of this application for solving the above-mentioned problem In the X-rays equipment which has the solid state image pickup device which detects an X-ray, and the driving means which drive this solid state image pickup device, and forms a digital image from the output of the aforementioned solid state image pickup device It is the X-rays equipment characterized by having a detection means to detect the existence of a photographic subject's existence in the outline photography position of the aforementioned solid state image pickup device, and the control means which change the aforementioned solid state image pickup device and the aforementioned driving means from changes or a standby mode to a standby mode based on detection of this detection means.

[0016] Moreover, the 10th invention is further characterized by the aforementioned standby mode changing the aforementioned driving means into a low-power state.

[0017] Moreover, the 11th invention is further characterized by the aforementioned standby mode maintaining all the terminals of the aforementioned solid state image pickup device to this potential.

[0018]

[Embodiments of the Invention] The example of this invention is explained in detail based on drawing below.

[0019] Drawing 1 is the composition schematic diagram of the radiography equipment of the 1st example of this invention.

[0020] The radiation picture photography section 212 which photos a photographic subject's S transparency radiation ahead of the radiation source 211 which generates radiation is arranged, and the photographic subject detection section 213 which detects existence of a photographic subject S the exterior or inside the radiation picture photography section 212 is arranged. 214 is a control section which controls the radiation picture photography section 212 and the radiation source 211. A control

section 214 controls the radiation picture photography section 212 based on the detection result of the photographic subject detection section 213 to mention later. The detail of the photographic subject detection section 213 is explained in full detail behind.

[0021] Drawing 2 is the cross section showing the internal configuration of the radiation picture photography section 212 of the radiography equipment of the 1st example. Specifically, the radiation picture photography section 212 is a film changer for roentgenography, and is held in the film changer case 200.

[0022] A vacuum pump and F of the roller pair for the receipt magazine for the supply magazine for the anterior for 201 and 202 sticking a film to the anterior intensifying screen and the posterior intensifying screen, and 203 and 204 sticking it between the order intensifying screens, respectively, a posterior pressure plate, and 205 containing the film non-taken a photograph and 206 containing the film taken a photograph, and 207, 208 and 209 conveying a film, the motor by which 210 becomes the driving source of a roller pair, and 215 are films. The photographic subject detection section 213 which is not illustrated in this view and the control section 214 which manages a mode of operation are allotted to the film changer case 200 interior by this example.

[0023] In the film changer case 200 interior, in case a photograph is taken, Film F is picked out from the supply magazine 205 which has contained the photography film by the non-illustrated tripper style one sheet. then, a motor 210 is driven -- making -- a roller pair -- it sends into the posterior pressure plate 204 by which Film F was stuck on the posterior intensifying screen 202 by 207, 208, and 209 And it drives in the direction of Arrow a with the posterior pressure plate drive which does not illustrate the posterior pressure plate 204, and pushes against the anterior pressure plate 203, and vacuum adhesion of the film F is further carried out between the order intensifying screens with a vacuum pump 215.

[0024] After it is stuck to Film F between the order intensifying screen 201 and 202 and it is in the state which can be photoed, radiation is irradiated from the radiation source 211 by operation of an operator, and the radiation picture of the radiation which penetrated the photographic subject is photoed.

[0025] The time taken to pick out Film F from the supply magazine 205 mentioned above, and to complete photography preparation is about about 10 seconds, and after a photographic subject S settles in a photography position, in having started feed, the latency time of an operator and a photographic subject S becomes long. In this example, when the photographic subject detection section 213 shown in drawing 1 detects a photographic subject S, a control section 214 starts feed for Film F from the supply magazine 205 automatically, and is shortening the time to a photography preparation completion.

[0026] moreover, the control section 214 to which it was notified from the photographic subject detection section 213 that there is no photographic subject when conversely left with a photography preparatory state, i.e., the state where it fed with the film, -- a photography preparatory state -- canceling -- the adhesion between the order intensifying screen 201 and 202 -- solving -- a roller pair -- backward feed [207, 208, and 209 / Film F / the supply magazine 205] Thereby, from the case where vacuum adhesion is performed continuously, the consumed electric current can be decreased and exhaustion of a vacuum pump or others can be oppressed.

[0027] The photographic subject detection section 213 is described concretely.

[0028] The schematic diagram of an example of the photographic subject detection section 213 is shown in drawing 3 . In drawing 3 , the photographic subject detection section 213 is a floodlighted type detection sensor, and consists of light emitting devices 51, such as Light Emitting Diode and LD, and photo detectors 52, such as PSD and two or more photodiodes.

[0029] The light (here infrared light) irradiated from the light emitting device 51 is collimated by the lens, and forms a quite acute beam. When reflective objects, such as a human body, exist on this beam, after condensing the reflected light with a lens, light is received by the photo detector 52. It outputs that the photo detector detected the light-receiving position, returned by the non-illustrated computing element, counted the angle of light backward, and detected the body in more than a predetermined angle. For example, in the case of this example, when a photographic subject S goes into less than 1m of the photography side of the film changer case 200, it has set up so that a photographic subject S may be detected for the first time.

[0030] In addition, you may only use the combination of a light emitting device and CdS, pyroelectric infrared detectors, etc., such as Light Emitting Diode, as the photographic subject detection section 213 using light.

[0031] The schematic diagram of other examples of the photographic subject detection section 213 is shown in drawing 4 . In drawing 4 , the photographic subject detection section 213 is composition measured using an ultrasonic wave, detects reflection by the human body of the ultrasonic wave from a ultrasonic generator 61 with the ultrasonic receiver 62, and detects existence of a human body.

[0032] The schematic diagram of an example of further others of the photographic subject detection section 213 is shown in drawing 5 . The drawing 5 **** uses the touch sensor 71 which detects a photographic subject S, when the photographic subject detection section 213 senses contact of a human body.

[0033] Drawing 6 is the cross section showing the internal configuration of the 2nd example which transposed the radiation picture photography section 212 of the radiography equipment of the 1st example to the equipment which used the accelerated-phosphorescence nature fluorescent substance sheet.

[0034] The radiation picture photography section 212 specifically carries out accumulation record of the radiation image information at an accelerated-phosphorescence nature fluorescent substance sheet. It is radiation image information write reading equipment which detects the light which irradiates excitation light at this and carries out accelerated-phosphorescence luminescence according to the image information by which accumulation record was carried out, reads image information, changes into an electrical signal, and is reproduced. It holds with the photographic subject detection section 213 and the control section 214 in the radiation image information record reader case 300.

[0035] The accelerated-phosphorescence nature fluorescent substance sheet P is conveyed by the conveyance mechanism constituted by the endless belts 304, 305, 306, and 307 connected with the motor 303 used as a driving source by the communicative functions (for example, a chain, a gear, etc.) which are not illustrated [which are driven by this motor 303]. This motor 303 is controlled by the control section 214. 308 is a reader for reading the radiation image information by which accumulation record was carried out on the accelerated-phosphorescence nature fluorescent substance sheet P. At a reader 308, the laser beam from a laser light source 309 is irradiated at the accelerated-phosphorescence nature fluorescent substance sheet P, and it reads in photoelectricity by receiving a strong accelerated-phosphorescence luminescence light according to the radiation image information of the accelerated-phosphorescence nature fluorescent substance sheet P by the photograph mull 310. 311 is an elimination unit to which the residual energy of the accelerated-phosphorescence nature fluorescent substance sheet P is made to emit. Here, the residual energy of the accelerated-phosphorescence nature fluorescent substance sheet P is emitted by irradiating elimination light from the elimination light sources 312, such as a fluorescent light, at the accelerated-phosphorescence nature fluorescent substance sheet P.

[0036] When the non-illustrated photographic subject detection section 213 detects existence of a photographic subject, a detection result is sent to a control section 214, a control section 214 drives a motor 303 according to it, and the accelerated-phosphorescence nature fluorescent substance sheet P non-taken a photograph is arranged in the photography position shown in drawing. Moreover, a control section 214 makes the preparations which work the elimination unit 311 to a reader 308. Specifically, it energizes to a laser light source 309 or the elimination light source 312, irradiation is prepared, it reads automatically, and elimination preparations are made. On the other hand, when a photographic subject does not exist, energization is decreased to the radiation picture detecting element 213 of a laser light source 309 or elimination light source 312 grade. Thereby, the consumed electric current of these light sources can be decreased, and exhaustion is oppressed and the thing of it can be carried out.

[0037] The 3rd example of this invention using the light-sensitive-cell array as the radiation picture photography section 212 is described using drawing 7 or subsequent ones.

[0038] Drawing 7 is X-ray image pck-up structure-of-a-system explanatory drawing of the 3rd example. The X-ray image pck-up system of this example is explained using drawing 7 . In 101, an X-ray room and 102 express X-ray control room, and 103 expresses the diagnostic room. Overall operation of this

X-ray image pck-up system is governed by the system control section 110. The function of the system control section 110 is mainly described below.

[0039] First, the directions from an operator are received through the operator interface 111.

[0040] The operator interface 111 has the touch panel on a display, a mouse, a keyboard, a joy stick, a foot switch, etc. The contents of directions are ***** , such as an art of image pck-up conditions (a still picture, an animation, X-ray tube voltage, tube electric current, X-ray irradiation time, etc.) and image pck-up timing, image-processing conditions, Subject ID, and a taking-in picture.

[0041] And the system control section 110 points to the image pck-up conditions based on directions of the image pck-up person 105 to the image pck-up control section 214 which manages an X-ray image pck-up sequence, and incorporates data to it. The image processing specified by [after transmitting to the image-processing section 10] an operator is performed by the image pck-up control section's 214 driving X-ray generator 120 which is the radiation source 211, the berth 130 for an image pck-up, and X-ray detector 140, and incorporating image data based on the directions, it is saved at a display at a display 160, and basic image-processing data are saved at external storage 161 at *****.

[0042] Furthermore, based on directions of the image pck-up person 105, the system control section 110 transmits image data to the equipment on a re-image processing and a reproduction display, and a network, and performs printing etc. to preservation, a display display, or a film.

[0043] Next, explanation is added for the flow of a signal one by one later on.

[0044] X-ray tube 121 and the X-ray drawing 123 are included in X-ray generator 120. X-ray tube 121 is driven by the high-pressure generating power supply 124 controlled by the image pck-up control section 214, and emits X-ray beam 125. The X-ray drawing 123 is driven by the image pck-up control section 214, and with change of an image pck-up field, X-ray beam 125 is orthopedically operated so that unnecessary X-ray irradiation may not be performed. It turns to the analyte 126 which lay on the berth 130 for an image pck-up of X-ray permeability, and X-ray beam 125 is ***** . The berth 130 for an image pck-up is driven based on directions of the image pck-up control section 214. After X-ray beam 125 penetrates an analyte 126 and the berth 130 for an image pck-up, it is irradiated by X-ray detector 140.

[0045] The X-ray detecting element 140 consists of a grid 141, a scintillator 142, a light-sensitive-cell array 8, an amount monitor 144 of X-ray lithography, and a drive circuit 145. A grid 141 reduces the influence of the X-ray scattering produced by penetrating an analyte 126. A grid 141 consists of an X-ray low absorption member and a high absorption member, for example, is carrying out stripe geometry of aluminum and Pb. And at the time of X-ray irradiation, a grid 141 is vibrated based on directions of the image pck-up control section 214 so that moire may not arise by the relation of the grid ratio of the light-sensitive-cell array 8 and a shot 141.

[0046] In a scintillator 142, the parent matter of a fluorescent substance is excited by the high X-ray of energy, and the fluorescence of a visible region is acquired by the recombination energy at the time of recombining. The fluorescence has some which are depended on the emission center matter activated in parents, such as a thing, CsI:TI, ZnS:Ag, etc. which are depended on the parent itself, such as CaWO₄ and CdWO₄.

[0047] This scintillator 142 is adjoined and the light-sensitive-cell array 8 is arranged. This light-sensitive-cell array 8 changes a photon into an electrical signal. The amount monitor 144 of X-ray lithography supervises the amount of X-ray transparency. The amount monitor 144 of X-ray lithography may detect a direct X-ray using the photo detector of crystal silicon etc., and may detect the light from a scintillator 142. In this example, the light (it is proportional to X dosage) which penetrated the light-sensitive-cell array 8 is detected by the amorphous silicon photo detector formed by the light-sensitive-cell array 8 substrate rear face, the information is sent to the image pck-up control section 214, and the image pck-up control section 214 drives the high-pressure generating power supply 124 based on the information, and intercepts or adjusts an X-ray. Under control of the image pck-up control section 214, the drive circuit 145 drives the light-sensitive-cell array 8, and reads a signal from each pixel. The light-sensitive-cell array 8, the circumference drive circuit 145, and the photographic subject detection section 213 are explained in full detail later.

[0048] The picture signal from the X-ray detecting element 140 is transmitted to the image-processing section 10 in the X-ray control room 102 from the X-ray room 101. Since the inside of the X-ray room 101 has the large noise accompanying X-ray generating in the case of this transfer and image data may not be transmitted correctly because of a noise, it is necessary to make noise-proof nature of a transfer way high. It is desirable to use the transfer way by to make it the transmission system which gave the error correction function, the pair-twinning line with a shield according for example, to a differential driver in addition to this, or the optical fiber. In the image-processing section 10, an indicative data is changed based on directions of the image pck-up control section 214 (it states in detail later). In addition, it is also possible to perform amendment of image data, spatial filtering, recursive call processing, etc. on real time, or to perform gradation processing, dispersion line amendment, DR compression processing, etc.

[0049] The processed picture is displayed on a display 160 through a display adapter 151. Moreover, simultaneously with a real-time image processing, the basic picture to which only amendment of data was carried out is saved at high-speed memory 161. As high-speed memory 161, the data preservation equipment which fulfills large capacity, high speed, and high-reliability is desirable, for example, hard disk arrays, such as RAID, etc. are desirable. Moreover, based on directions of an operator, the image data stored in high-speed memory 161 is saved at external storage. After being reconfigured so that image data may fulfill predetermined specification (for example, information separator&C) in that case, it is saved at external storage. External storage is a hard disk for example, in a magneto-optic disk 162 and the file server 170 on LAN etc.

[0050] Through the LAN board 163, this X-ray image pck-up system is possible also for connecting with LAN, and has structure with the compatibility of data with HIS. The monitor 174 which displays an animation and a still picture for a picture, the file server 170 which files image data, the image printer 172 which outputs a picture to a film, a complicated image processing, the terminal 173 for image processings which offers diagnostic support, etc. are connected to LAN not to mention connecting two or more X-ray image pck-up systems. This X-ray image pck-up system outputs image data according to a predetermined protocol (for example, DICOM). In addition, a real-time remote diagnosis according to a doctor using the monitor connected to LAN is possible at the time of an X-ray image pck-up.

[0051] The equal circuit of an example of the photodetection array 8 is shown in drawing 8. Although the following examples add explanation about the two-dimensional amorphous silicon sensor, even if it is not necessary to limit especially a sensing element for example, and they are other solid state image pickup devices (charge-coupled device etc.) or an element like a photo multiplier, it is the same about the function of the A/D-conversion section, and composition.

[0052] Now, it returns to drawing 8 and explanation is added. One composition consists of switching TFT 22 which controls accumulation and reading of the photodetection section 21 and a charge, and is formed by the amorphous silicon (α -Si) generally allotted on the substrate of glass. In this example, optical diode with parasitism capacitance is only sufficient as 21-C in the photodetection section 21, and it may catch with the light sensitive cell which contains additional capacitor 21-C in parallel so that the dynamic range of optical diode 21-D and a detector may be improved. The anode A of diode 21-D is connected to the bias wiring Lb which is a common electrode, and Cathode K is connected to the switching TFT 22 in which the control for reading the charge accumulated at capacitor 21-C is free. In this example, switching TFT 22 is the TFT connected between the cathode K of diode 21-D, and the amplifier 26 for charge read-out.

[0053] After switching TFT 22 and a signal charge operate the switching element 25 for reset and reset capacitor 21-C, by emitting radiation 1, they carry out charge generating according to the dose by optical diode 21-D, and are accumulated at capacitor 21-C. Then, again, switching TFT 22 and a signal charge operate the switching element 25 for reset, and transmit a charge to capacitative element 713. And it reads with a preamp 26 by making into a potential signal the amount accumulated by optical diode 21-D, and incident-radiation dosage is detected by performing A/D conversion.

[0054] Drawing 9 is a representative circuit schematic showing the photoelectrical inverter arranged to two-dimensional. Photo-electric-translation operation at the time of extending concretely the

optoelectric transducer shown by drawing 8 to two-dimensional, and constituting it is described.

[0055] The pixel of the photodetection array 8 consists of about 2000x2000 to 4000x4000 pixels, and array area is about 200mmx200mm-500mmx500mm. In drawing 9, the photodetection array 8 consists of pixels of 4096x4096, and array area is 430mmx430mm. Therefore, the size of 1 pixel is about 105x105 micrometers. The longitudinal direction was wired in 4096 pixels in 1 block, and each pixel is arranged two-dimensional by arranging 4096 lines perpendicularly in order.

[0056] Although the above-mentioned example showed the example which constituted the 4096x4096-pixel light-sensitive-cell array 8 from one substrate, the 4096x4096-pixel light-sensitive-cell array 8 can also consist of light sensitive cells with 2048x2048 pixels of four sheets. There is a merit of the yield improving by dividing and manufacturing 2048x2048 detectors, when it constitutes one light-sensitive-cell array 8 from four sheets.

[0057] 1 pixel consists of an optoelectric transducer 21 and switching TFT 22 as above-mentioned. 21- (1 1) - 21- (4096 4096) corresponds to the above-mentioned optoelectric transducer 21, and expresses the K and anode side for the cathode side of photodetection diode as A. 22- (1 1) - 22- (4096 4096) corresponds to switching TFT 22.

[0058] K electrode of optoelectric-transducer 21- (m, n) of each train of the two-dimensional light-sensitive-cell array 8 is connected to the common train signal line (Lc 1-4096) to the train by the corresponding source of switching TFT22- (m, n), and the drain track. For example, optoelectric-transducer 21-(1 1) - (1 4096) of a train 1 is connected to the 1st multiple-message-transmission number wiring Lc1. A electrode of the optoelectric transducer 21 of each line is connected to the bias power supply 31 which operates the above-mentioned mode through the bias wiring Lb in common. The gate electrode of TFT22 of each line is connected to line selection wiring (Lr 1-4096). For example, - (4096 1) is connected to TFT22- (1 1) of a line 1, and the line selection wiring Lr1. The line selection wiring Lr is connected to the image pck-up control section 33 through the line selector section 32. The line selector section 32 consists of an address decoder 34 and 4096 switching devices 35. It is possible to read the arbitrary lines Lrm by this composition. If the line selector section 32 is constituted most simply, it can also be constituted with the shift register only used for the liquid crystal display etc.

[0059] The multiple-message-transmission number wiring Lc is connected to the signal read-out section 36 controlled by the image pck-up control section 33. A sample hold circuit and 39 express an analog multiplexer, and, as for 40, the preamp for the switch for 25 resetting the multiple-message-transmission number wiring Lr to the reference potential of the reset reference supply 24 and 26 amplifying signal potential and 38 express an A/D converter, respectively. The signal of each multiple-message-transmission number wiring Lrm is amplified with a preamp 26, and is held by the sample hold circuit 38. The output is transmitted to the image-processing section 10 which it is outputted one by one to A/D converter 40 by the analog multiplexer 39, is changed into digital value, and is not illustrated.

[0060] The photoelectrical inverter of this example divides 4096x4096 pixels into 4096 lines Lcn, transmits a 4096 pixels [per train] output simultaneously, and is outputted one by one to A/D converter 40 by the analog multiplexer 39 through preamp 26-1-4096 and sample hold section 38-1-4096 through this multiple-message-transmission number wiring Lc.

[0061] Although expressed with drawing 9 that A/D converter 40 consists of one, A/D conversion is simultaneously performed in the system of 4-32 in fact. This is because it is required that reading time of a picture signal should be shortened, without enlarging an analog signal band and an A/D-conversion rate superfluously. It mentions later for details about the A/D-conversion section.

[0062] If it has a relation with close storage time and A/D-conversion time and A/D conversion is performed at high speed, it will become difficult for the band of an analog circuit to become large and to attain desired S/N. Therefore, it is required that reading time of a picture signal should be shortened, without making A/D-conversion speed quick superfluously. For that purpose, although what is necessary is just to perform A/D conversion using many A/D converters 40, cost becomes high in that case. Therefore, it is necessary to choose a suitable value in consideration of an above-mentioned point.

[0063] Since the irradiation time of radiation 1 is about ten to 500 msec, it is appropriate the order of 100msec(s) or to make the incorporation time or charge-storage time of a full screen a little short

slightly.

[0064] For example, in order to drive all pixels one by one and to incorporate a picture by 100msec(s), when an analog signal band is set to about 50MHz, for example, A/D conversion is performed by the 10MHz sampling rate, also at the lowest, four A/D converters 40 are needed. This image pck-up equipment performs A/D conversion simultaneously by 16 lines. The output of 16 A/D converters 40 is inputted into 16 memory (FIFO etc.) corresponding to each which is not illustrated. It is transmitted to the future image-processing section 10 or its memory as image data which hits the scanning line of one line which continued by choosing and changing the memory. Then, it displays on display, such as a display, as a picture and a graph.

[0065] Now, the cycle of ON/OFF of the power supply of X-ray image pck-up equipment usually turns into a power supply cycle of one diurnal rhythm. For example, while an X-ray solid state camera may also switch on a power supply at the time of the operation test of an X-ray generator and photographic subjects, such as a patient, may visit it after that at it, a power supply maintains the state where it was supplied and the image pck-up of the day intercepts a power supply at the time of an end.

[0066] While the power supply is switched on, it is very rare to picturize an X-ray with image pck-up equipment continually. if image pck-up equipment is maintained with an image pck-up state while there is no image pck-up for a long period of time, measure and power consumption will become large Furthermore, in this example, TFT22 on an amorphous silicon device has the phenomenon in which ON resistance at the time of a flow goes up with the increase in the operating time. If fastidious, it will usually appear as a fall of sensor sensitivity. From these reasons, image pck-up equipment shifts X-ray image pck-up equipment to a standby mode, while there is no image pck-up, in order to reduce the load of an image pickup device by stopping a low power or opening an image pickup device from an image pck-up state.

[0067] Specifically, the drive lines Lc, Lr, and Lb of the photodetection array 8 are altogether arranged with this potential, for example, GND potential, and potential is not applied to the light-sensitive-cell array 8. Moreover, in addition to this, it is set as the surrounding line selector section 32, the signal read-out section 36, the state that maintained the output about the image pck-up control-section 33 circumference circuit further, or the state where it does not become a problem, and it is made low consumed-electric-current mode, and stands by.

[0068] Now, when photographic subjects, such as a patient, appear, it usually shifts to the usual image pck-up mode from the standby mode with directions of an operator. Under the present circumstances, X-ray image pck-up equipment makes image pck-up preparations. You have to give the predetermined wait time for obtaining good quality of image or its repeatability, only including an image pck-up preparation period. This is time until it settles down enough, in order that it may be time for circumference driver elements, such as the line selector section 32 and the signal read-out section 36, to fall and wear to a steady state, and wait for Lycium chinense or the property of the photo-detector array 8 may obtain good quality of image, for example, it serves as time until a dark current property settles down.

[0069] Next, changes of a mode of operation are described using drawing 10 and drawing 11 . It is a flow chart [concerning / drawing 11 / human body detection and mode changes] concerning [drawing 10] a timing chart. Hereafter, operation is explained along with the flow chart of drawing 11 .

[0070] First, the return in photography mode from a standby mode is described.

[0071] In the example of drawing 10 , X-ray image pck-up equipment is a standby mode first. The drive control section has managed this, and it is detecting the photographic subject (patient) in the photographic subject detection section 213 at intervals of predetermined as it showed the photographic subject detection trigger signal 100 also at the time of this standby mode. In this example, the detection result of A timing of the photographic subject detecting signal 101 serves as human body detection. Since there is possibility of incorrect detection, re-detection is tried after a predetermined time. If this result also serves as human body detection, it will change in image pck-up mode. If it changes in image pck-up mode, the sensor drive 102 will be started. A sensor state has an image pck-up preparation completion after the predetermined time, and this X-ray image pck-up equipment will be in an image

pck-up state.

[0072] Next, the changes to a standby mode from photography mode are described.

[0073] A photographic subject is no longer detected by the photographic subject detection section 213 to B timing among drawing 10. Since there is possibility of incorrect detection like the above also in this case, it detects in the photographic subject detection section 213 after a predetermined time further.

When a photographic subject is not detected too here, in this example, the portion about the image pck-up of image pck-up equipment goes into a standby mode immediately. Of course, after the photographic subject stopped there being immediately besides a setup stuck on a standby mode and carrying out predetermined-time progress, you may change to a standby mode.

[0074] About the photographic subject detection section 213, since it stated in the 1st example, it omits for details. In this example, although considered as the composition which forms the photographic subject detection section 213 and a control section 214 in the exterior of the radiation detection means 212, naturally you may also incorporate inside the radiation detection means 212.

[0075] Moreover, making only an image pck-up portion change to a standby mode, when a photographic subject is detected and there is no photographic subject apart from [in this example / when the operator is operating X-ray image pck-up equipment except an image pck-up routine (for example, when performing picture filing and the image-processing & display)] the mode of the whole X-ray image pck-up equipment, and changing in image pck-up mode, when a photographic subject appears conversely also has as one of the drive modes of a system.

[0076]

[Effect of the Invention] As mentioned above, according to the 1st invention, the radiography equipment which makes possible the improvement in a throughput or **** of a useless time is realized.

[0077] Moreover, according to the 2nd invention, still such an effect is realizable with the photography equipment which used the X-ray.

[0078] Moreover, according to the 3rd invention, according to a photographic subject's condition, a record medium can be arranged appropriately, and the improvement in a throughput or **** of a useless time can be realized.

[0079] Moreover, if a photographic subject comes to a photography position according to the 4th invention, a record medium can be automatically arranged to a photography ready position, the time to photography is shortened, and a throughput can be improved.

[0080] Moreover, if a photographic subject separates from a photography position according to the 5th invention, a record medium can be automatically arranged to a photography position in readiness, **** of the useless time of equipment can be realized, and improvement in the endurance as power saving and equipment can be realized.

[0081] Moreover, according to the 6th invention, according to a photographic subject's condition, a film can be arranged appropriately, and the improvement in a throughput or **** of a useless time can be realized.

[0082] Moreover, according to the 7th invention, according to a photographic subject's condition, a fluorescent substance sheet can be arranged appropriately, and the improvement in a throughput or **** of a useless time can be realized.

[0083] Moreover, according to the 8th invention, according to a photographic subject's condition, a solid state image pickup device can be controlled appropriately, and the improvement in a throughput or **** of a useless time can be realized.

[0084] Moreover, according to the 9th invention, improvement in a throughput is realized by making photography preparations by existence of a photographic subject in X-ray photography, or when there is no photographic subject, by making operation of photography equipment into a standby mode, **** of a useless time is made possible and improvement in power saving and the endurance as equipment is realized.

[0085] Moreover, according to the 10th invention, improvement in power saving and the endurance as equipment is realized by changing driving means into a low-power state.

[0086] Moreover, according to the 11th invention, the endurance of an element can be improved by

maintaining all the terminals of a solid state image pickup device to this potential.

[Translation done.]

*** NOTICES ***

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] Radiography equipment characterized by having a photography means to photo a photographic subject according to the radiation from a photographic subject, a detection means to detect the existence of a photographic subject's existence in the outline photography position of this photography means, and the control means that control operation of the aforementioned photography means based on detection of this detection means.

[Claim 2] The aforementioned radiation is radiography equipment according to claim 1 characterized by being an X-ray.

[Claim 3] It is radiography equipment according to claim 1 or 2 which the aforementioned photography means has a conveyance means for conveying the record medium of the shape of a sheet which records a picture as a latent image, and is characterized by the aforementioned control means making the aforementioned conveyance means convey the aforementioned record medium to a position based on the detection result of the aforementioned detection means.

[Claim 4] It is radiography equipment according to claim 3 which the aforementioned detection means detects that a photographic subject exists, and is characterized by the aforementioned conveyance means conveying the aforementioned record medium to the photography ready position as the aforementioned position.

[Claim 5] It is radiography equipment according to claim 3 which the aforementioned detection means detects that a photographic subject does not exist, and is characterized by the aforementioned conveyance means conveying the aforementioned record medium to the photography position in readiness as the aforementioned position.

[Claim 6] The record medium of the shape of an aforementioned sheet is radiography equipment according to claim 3 characterized by being a film for filming.

[Claim 7] The record medium of the shape of an aforementioned sheet is radiography equipment according to claim 3 characterized by being a fluorescent substance sheet for carrying out accumulation record of the image information.

[Claim 8] The aforementioned photography means is a radiography element according to claim 2 characterized by having a solid state image pickup device for carrying out a photographic subject image pick-up through the X-ray from a photographic subject, and controlling this solid state image pickup device based on detection of the aforementioned detection means.

[Claim 9] X-rays equipment which has the solid state image pickup device which is characterized by providing the following, and which detects an X-ray, and the driving means which drive this solid state image pickup device, and forms a digital image from the output of the aforementioned solid state image pickup device. A detection means to detect the existence of a photographic subject's existence in the outline photography position of the aforementioned solid state image pickup device. Control means which change the aforementioned solid state image pickup device and the aforementioned driving means from changes or a standby mode to a standby mode based on detection of this detection means.

[Claim 10] The aforementioned standby mode is X-rays equipment according to claim 9 characterized

by changing the aforementioned driving means into a low-power state.

[Claim 11] The aforementioned standby mode is X-rays equipment according to claim 9 or 10 characterized by maintaining all the terminals of the aforementioned solid state image pickup device to this potential.

[Translation done.]

PAT-NO: JP410104766A
DOCUMENT-IDENTIFIER: JP 10104766 A
TITLE: RADIOGRAPHIC DEVICE
PUBN-DATE: April 24, 1998

INVENTOR-INFORMATION:

NAME
TAMURA, TOSHIKAZU
OGURA, TAKASHI

ASSIGNEE-INFORMATION:

NAME	COUNTRY
CANON INC	N/A

APPL-NO: JP08262908

APPL-DATE: October 3, 1996

INT-CL (IPC): G03B042/02, H04N005/32 , H04N007/18

ABSTRACT:

PROBLEM TO BE SOLVED: To enhance throughput or to reduce a wasteful using time by controlling the action of a radiographing part based on a detected result whether an object exists at an almost photographing position or not.

SOLUTION: The radiographing part 212 photographing the transmitted radiation of the object S is arranged in front of a radiation source 211 emitting radiation. An object detection part 213 detecting the existence of the object S at the almost photographing position of a solid image pickup element is arranged outside or inside the radiographing part 212. By

a control part 214
controlling the radiographing part 212 and the radiation
source 211, the
radiographing part 212 is controlled based on the detected
result of the
detection part 213. Besides, this device is also provided
with a mode as one
of the driving modes of a system in addition to the mode of
the whole device in
which only an image pickup part is shifted to a standby
mode when the object
does not exist and it is shifted to a photographing mode
when the object
appears by detecting the object even in the case that the
device is operated by
a routine other than the image pickup routine by an
operator.

COPYRIGHT: (C)1998, JPO

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-104766

(43)公開日 平成10年(1998)4月24日

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	F I	
G 0 3 B 42/02		G 0 3 B 42/02	F
			B
H 0 4 N 5/32		H 0 4 N 5/32	
7/18		7/18	L

審査請求 未請求 請求項の数11 O L (全 12 頁)

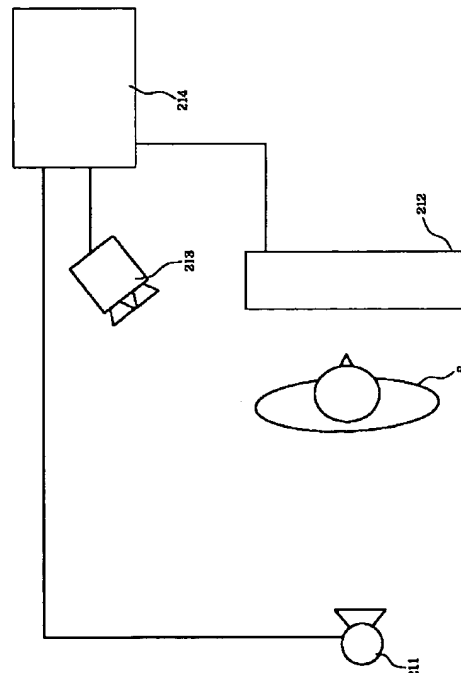
(21)出願番号	特願平8-262908	(71)出願人	000001007 キヤノン株式会社 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(22)出願日	平成8年(1996)10月3日	(72)発明者	田村 敏和 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノ ン株式会社内
		(72)発明者	小倉 隆 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノ ン株式会社内
		(74)代理人	弁理士 丸島 徹一

(54)【発明の名称】 放射線撮影装置

(57)【要約】

【課題】 省電力、装置としての耐久性の向上を実現する放射線撮影装置を提供する。

【解決手段】 被写体検出用センサ213を設け、その検出結果を基に撮影装置の動作を制御する構成とした。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被写体からの放射線により被写体の撮影を行う撮影手段と、該撮影手段の概略撮影位置における被写体の存在の有無を検知する検知手段と、該検知手段の検出に基づいて前記撮影手段の動作を制御する制御手段とを有することを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項2】 前記放射線はX線であることを特徴とする請求項1に記載の放射線撮影装置。

【請求項3】 前記撮影手段は画像を潜像として記録するシート状の記録媒体を搬送するための搬送手段を有し、前記制御手段は前記検知手段の検知結果に基づいて前記搬送手段に所定の位置まで前記記録媒体を搬送させることを特徴とする請求項1または2に記載の放射線撮影装置。

【請求項4】 前記検知手段は被写体が存在することを検知し、前記搬送手段は前記所定の位置としての撮影準備位置まで前記記録媒体を搬送することを特徴とする請求項3に記載の放射線撮影装置。

【請求項5】 前記検知手段は被写体が存在しないことを検知し、前記搬送手段は前記所定の位置としての撮影待機位置まで前記記録媒体を搬送することを特徴とする請求項3に記載の放射線撮影装置。

【請求項6】 前記シート状の記録媒体はフィルム撮影用のフィルムであることを特徴とする請求項3に記載の放射線撮影装置。

【請求項7】 前記シート状の記録媒体は画像情報を蓄積記録するための蛍光体シートであることを特徴とする請求項3に記載の放射線撮影装置。

【請求項8】 前記撮影手段は被写体からのX線で被写体撮像するための固体撮像素子を有し、前記検知手段の検出に基づいて該固体撮像素子を制御することを特徴とする請求項2に記載の放射線撮影装置。

【請求項9】 X線を検出する固体撮像素子と、該固体撮像素子を駆動する駆動手段とを有し、前記固体撮像素子の出力よりデジタル画像を形成するX線撮影装置において、前記固体撮像素子の概略撮影位置における被写体の存在の有無を検知する検知手段と、該検知手段の検出に基づいて前記固体撮像素子および前記駆動手段を待機モードに遷移または待機モードから遷移する制御手段とを有することを特徴とするX線撮影装置。

【請求項10】 前記待機モードは前記駆動手段を低消費電力状態にすることを特徴とする請求項9に記載のX線撮影装置。

【請求項11】 前記待機モードは前記固体撮像素子の全ての端子を同電位に維持することを特徴とする請求項9または10に記載のX線撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は放射線撮影装置に関するものであり、例えば、被写体からのX線でフィルム

撮影する構成、あるいはこのX線で蛍光体シートに画像情報を蓄積記録して読取手段で画像読取る構成、あるいはこのX線を固体撮像素子で直接検出して被写体を撮像する構成のX線撮影装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来のX線撮影装置の使用サイクルでは、通常1日周期の電源サイクルとなる。例えば、X線発生装置の動作テスト時に、X線フィルムチェンジャ、X線固体撮像装置などの装置も電源を投入し、その後、患者などの被写体が訪れる可能性のある間、電源は投入された状態を維持し、その日の撮影が終了時に電源を遮断する。

【0003】その間、撮影装置で絶えず間なくX線を撮影を行うとはごく希であるので、通常、撮影の無い間、撮影装置は低消費電力に抑えたり、撮像デバイスを撮像状態から開放することにより撮像デバイスの負荷を低減する待機モードに移行する。これは、例えば、操作者の指示入力により待機モードに移行する場合や撮影装置に対し所定時間の間に何のアクセスも無い場合に撮影装置が自動的に待機モードに移る。

【0004】そして患者などの被写体が現れた場合に、通常、操作者の指示入力によりその待機モードから通常の撮影モードに移行する。この際、X線撮影装置は撮影準備を行う。単に撮影準備期間を含め、良好な画質、あるいはその再現性を得るための所定ウェイト時間をもたせなくてはならない。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】上述したように、従来の装置では操作者の指示により待機モードから復帰するため、復帰後、ウェイト時間が生じる問題がある。逆に、操作者の操作ミスや所定時間の設定値が長いなど人体（被写体）が無いにもかかわらず、撮影準備の状態では装置が維持される場合がある。これは、時としてX線撮影装置の寿命を縮めることとなる。即ち従来の装置では、撮影までの待ち時間の発生、および、トータル製品寿命の短縮という問題が生じる可能性がある。

【0006】本発明は、スループットの向上あるいは無駄な使用時間の減縮機能を備えた放射線撮影装置を提供することを目的とするものである。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記問題を解決するための本願の第1発明は、被写体からの放射線により被写体の撮影を行う撮影手段と、該撮影手段の概略撮影位置における被写体の存在の有無を検知する検知手段と、該検知手段の検出に基づいて前記撮影手段の動作を制御する制御手段とを有することを特徴とする放射線撮影装置である。

【0008】また、第2発明は更に、前記放射線はX線であることを特徴とする。

【0009】また、第3発明は更に、前記撮影手段は画

像を潜像として記録するシート状の記録媒体を搬送するための搬送手段を有し、前記制御手段は前記検知手段の検知結果に基づいて前記搬送手段に所定の位置まで前記記録媒体を搬送させることを特徴とする。

【0010】また、第4発明は更に、前記検知手段は被写体が存在することを検知し、前記搬送手段は前記所定の位置としての撮影準備位置まで前記記録媒体を搬送することを特徴とする。

【0011】また、第5発明は更に、前記検知手段は被写体が存在しないことを検知し、前記搬送手段は前記所定の位置としての撮影待機位置まで前記記録媒体を搬送することを特徴とする。

【0012】また、第6発明は更に、前記シート状の記録媒体はフィルム撮影用のフィルムであることを特徴とする。

【0013】また、第7発明は更に、前記シート状の記録媒体は画像情報を蓄積記録するための蛍光体シートであることを特徴とする。

【0014】また、第8発明は更に、前記撮影手段は被写体からのX線で被写体撮像するための固体撮像素子を有し、前記検知手段の検知に基づいて該固体撮像素子を制御することを特徴とする請求項2に記載の放射線撮影素子。

【0015】また、上述問題を解決するための本願の第9発明は、X線を検出する固体撮像素子と、該固体撮像素子を駆動する駆動手段とを有し、前記固体撮像素子の出力よりデジタル画像を形成するX線撮影装置において、前記固体撮像素子の概略撮影位置における被写体の存在の有無を検知する検知手段と、該検知手段の検知に基づいて前記固体撮像素子および前記駆動手段を待機モードに遷移または待機モードから遷移する制御手段とを有することを特徴とするX線撮影装置である。

【0016】また、第10発明は更に、前記待機モードは前記駆動手段を低消費電力状態にすることを特徴とする。

【0017】また、第11発明は更に、前記待機モードは前記固体撮像素子の全ての端子を同電位に維持することを特徴とする。

【0018】

【発明の実施の形態】以下に本発明の実施例を図に基づいて詳細に説明する。

【0019】図1は本発明の第1実施例の放射線撮影装置の構成概略図である。

【0020】放射線を発生させる放射線源211の前方に、被写体Sの透過放射線を撮影する放射線画像撮影部212が配置され、放射線画像撮影部212の外部または内部に被写体Sの存在を検知する被写体検知部213が配置されている。214は、放射線画像撮影部212や放射線源211を制御する制御部である。制御部214は、後述するように、被写体検知部213の検知結果

を基に放射線画像撮影部212を制御する。被写体検知部213の詳細については後に詳述する。

【0021】図2は第1の実施例の放射線撮影装置の放射線画像撮影部212の内部構成を示す断面図である。具体的には放射線画像撮影部212はX線撮影用フィルムチェンジャであり、フィルムチェンジャ筐体200内に収容されている。

【0022】201、202はそれぞれ前側増感紙、後側増感紙、203と204とはフィルムを前後増感紙の間に密着させるための前側、後側圧板、205は未撮影フィルムを収納しておくためのサブライマガジン、206は撮影済みフィルムを収納するためのレシーブマガジン、207、208、209はフィルムを搬送するためのローラ対、210はローラ対の駆動源となるモータ、215は真空ポンプ、Fはフィルムである。本図では不図示の被写体検知部213と、動作モードを司る制御部214とは本実施例ではフィルムチェンジャ筐体200内部に配されている。

【0023】フィルムチェンジャ筐体200内部では、撮影を行う際に、不図示の取り出し機構により撮影フィルムを収納しているサブライマガジン205からフィルムFを一枚取り出す。その後、モータ210を駆動させて、ローラ対207、208、209によりフィルムFを後側増感紙202が貼られた後側圧板204に送りこむ。そして、後側圧板204を図示しない後側圧板駆動機構により矢印aの方向に駆動し、前側圧板203に押し付け、さらに真空ポンプ215によりフィルムFを前後増感紙間に真空密着する。

【0024】フィルムFが前後増感紙201、202間に密着され撮影可能状態になった後、操作者の操作により放射線源211から放射線を照射し、被写体を透過した放射線の放射線画像を撮影する。

【0025】上述したサブライマガジン205からフィルムFを取り出し、撮影準備が完了するまでに要する時間は約10秒程度であり、被写体Sが撮影位置に落ち着いてから給送を開始したのでは操作者、および被写体Sの待ち時間が長くなる。本実施例では、図1に示した被写体検知部213が被写体Sを検知した場合、制御部214は自動的にフィルムFをサブライマガジン205から給送を開始し、撮影準備完了までの時間を短縮している。

【0026】また、逆に撮影準備状態、すなわち、フィルムを給送した状態のまま放置された場合、被写体検知部213から被写体が無いことを通達された制御部214は、撮影準備状態を解除して前後増感紙201、202間の密着を解き、ローラ対207、208、209によりフィルムFをサブライマガジン205に逆送する。これにより、真空密着を連続して行う場合より消費電流を減少することができ、真空ポンプやその他の消耗を抑圧できる。

【0027】被写体検知部213について具体的に述べる。

【0028】図3に被写体検知部213の一例の概略図を示す。図3においては、被写体検知部213は投光型の検知センサで、LED、LDなどの発光素子51とP
SD、複数のフォトダイオードなどの受光素子52とからなる。

【0029】発光素子51から照射された光（ここでは赤外光）はレンズによりコリメートされ、かなり先鋭なビームを形成する。このビーム上に人体などの反射物が存在した場合、その反射光をレンズで集光した後に受光素子52で受光する。受光素子はその受光位置を検出して、不図示の演算器で戻り光の角度を逆算し、所定角度以上の場合に物体を検知したことを出力する。例えば、本実施例の場合、フィルムチェンジャ筐体200の撮影面の1m以内に被写体Sが入った場合にはじめて被写体Sを検知するように設定してある。

【0030】その他、光を用いた被写体検知部213として、単にLEDなどの発光素子とCdSとの組み合わせや、焦電型赤外線検知器などを用いてもよい。

【0031】図4に被写体検知部213の他の一例の概略図を示す。図4においては被写体検知部213は超音波を用いて測定する構成であり、超音波発生器61からの超音波の人体による反射を超音波受信器62で検出して人体の存在を検知する。

【0032】図5に被写体検知部213の更に他の一例の概略図を示す。図5においては被写体検知部213は人体の接触を感知することにより被写体Sを検出する接触センサー71を用いている。

【0033】図6は第1の実施例の放射線撮影装置の放射線画像撮影部212を輝尽性蛍光体シートを用いた装置に置き換えた第2実施例の内部構成を示す断面図である。

【0034】具体的には放射線画像撮影部212は輝尽性蛍光体シートに放射線画像情報を蓄積記録し、これに励起光を照射し、蓄積記録された画像情報に応じて輝尽発光する光を検出して画像情報を読取り電気信号に変換して再生する放射線画像情報記録読取装置であり、放射線画像情報記録読取装置筐体300内に被写体検知部213、制御部214とともに収容されている。

【0035】輝尽性蛍光体シートPは、駆動源となるモータ303と、このモータ303により駆動される不図示の伝達機能（例えば、チェーンやギヤ等）により接続されたエンドレスベルト304、305、306、307により構成される搬送機構で搬送される。このモータ303は制御部214により制御される。308は輝尽性蛍光体シートPに蓄積記録された放射線画像情報を読み取るための読取装置である。読取装置308では、輝尽性蛍光体シートPにレーザ光源309からのレーザ光を照射し、輝尽性蛍光体シートPの放射線画像情報に応じた

強度の輝尽発光光をフォトマル310により受光することで光電的に読み取る。311は輝尽性蛍光体シートPの残存エネルギーを放出させる消去ユニットである。ここでは、蛍光灯等の消去光源312より消去光を輝尽性蛍光体シートPに照射することにより、輝尽性蛍光体シートPの残存エネルギーを放出する。

【0036】不図示の被写体検知部213が被写体の存在を検知した場合、検知結果を制御部214に送り、それに応じて制御部214がモータ303を駆動し、未撮影の輝尽性蛍光体シートPを図に示される撮影位置に配置する。また制御部214は、読取装置308と消去ユニット311を稼働させる準備をする。具体的には、レーザ光源309や消去光源312に通電し、照射の準備を行い、自動的に読取り消去準備を行う。一方、被写体が存在しない場合は、レーザ光源309や消去光源312等の放射線画像検出部213へ通電を減少させる。これにより、これら光源の消費電流を減少させることができ、および消耗を抑圧することできる。

【0037】図7以降を用いて放射線画像撮影部212として光検出器アレーを用いた本発明の第3実施例について述べる。

【0038】図7は第3実施例のX線撮像システムの構成説明図である。図7を用いて、本実施例のX線撮像システムを説明する。101はX線室、102はX線制御室、103は診断室を表している。本X線撮像システムの全体的な動作はシステム制御部110によって支配される。システム制御部110の機能は、主に以下に述べるものである。

【0039】まず、操作者インターフェース111を介して操作者からの指示を受ける。

【0040】操作者インターフェース111は、ディスプレイ上のタッチパネル、マウス、キーボード、ジョイスティック、フットスイッチなどがある。指示内容は、撮像条件（静止画、動画、X線管電圧、管電流、X線照射時間など）および撮像タイミング、画像処理条件、被検者ID、取込画像の処理方法などがある。

【0041】そして、システム制御部110はX線撮像シーケンスを司る撮像制御部214に、撮像者105の指示に基づいた撮像条件を指示し、データを取り込む。撮像制御部214はその指示に基づき、放射線源211であるX線発生装置120、撮像用寝台130、X線検出器140を駆動して画像データを取り込み、画像処理部10に転送後、操作者指定の画像処理を施してディスプレイ160に表示、同時に基本画像処理データを外部記憶装置161に保存する。

【0042】さらに、システム制御部110は撮像者105の指示に基づいて、再画像処理及び再生表示、ネットワーク上の装置へ画像データを転送して保存、ディスプレイ表示やフィルムへ印刷などを行う。

【0043】次に、信号の流れを追って順次説明を加え

る。

【0044】X線発生装置120にはX線管球121とX線絞り123とが含まれる。X線管球121は撮像制御部214に制御された高圧発生電源124によって駆動され、X線ビーム125を放射する。X線絞り123は撮像制御部214により駆動され、撮像領域の変更に伴い、不必要なX線照射を行わないようにX線ビーム125を整形する。X線ビーム125はX線透過性の撮像用寝台130の上に横たわった被検体126に向けられる。撮像用寝台130は、撮像制御部214の指示に基づいて駆動される。X線ビーム125は、被検体126および撮像用寝台130を透過した後にX線検出器140に照射される。

【0045】X線検出部140はグリッド141、シンチレータ142、光検出器アレー8、X線露光量モニタ144および駆動回路145から構成される。グリッド141は、被検体126を透過することによって生じるX線散乱の影響を低減する。グリッド141はX線低吸収部材と高吸収部材とから成り、例えば、A1とPbとのストライプ構造をしている。そして、光検出器アレー8とグリッド141との格子比の関係によりモアレが生じないようにX線照射時には撮像制御部214の指示に基づいてグリッド141を振動させる。

【0046】シンチレータ142ではエネルギーの高いX線によって蛍光体の母体物質が励起され、再結合する際の再結合エネルギーにより可視領域の蛍光が得られる。その蛍光はCaWO₄やCdWO₄などの母体自身によるものやCsI:TlやZnS:Agなどの母体内に付活された発光中心物質によるものがある。

【0047】このシンチレータ142に隣接して光検出器アレー8が配置されている。この光検出器アレー8は光子を電気信号に変換する。X線露光量モニタ144はX線透過量を監視するものである。X線露光量モニタ144は結晶シリコンの受光素子などを用いて直接X線を検出しても良いし、シンチレータ142からの光を検出してもよい。この例では、光検出器アレー8を透過した可視光(X線量に比例)を光検出器アレー8基板裏面に成膜されたアモファスシリコン受光素子で検出し、撮像制御部214にその情報を送り、撮像制御部214はその情報に基づいて高圧発生電源124を駆動してX線を遮断あるいは調節する。駆動回路145は、撮像制御部214の制御下で、光検出器アレー8を駆動し、各画素から信号を読み出す。光検出器アレー8、周辺駆動回路145、および被写体検知部213については後で詳述する。

【0048】X線検出部140からの画像信号は、X線室101からX線制御室102内の画像処理部10へ転送される。この転送の際、X線室101内はX線発生に伴うノイズが大きいので、画像データがノイズのために正確に転送されない場合があるため、転送路の耐雑音性

を高くする必要がある。誤り訂正機能を持たせた伝送系にする事やその他、例えば、差動ドライバによるシールド付き対より線や光ファイバによる転送路を用いることが望ましい。画像処理部10では、撮像制御部214の指示に基づき表示データを切り替える(後に詳しく述べる)。その他、画像データの補正、空間フィルタリング、リカーシブ処理などをリアルタイムで行ったり、階調処理、散乱線補正、DR圧縮処理などを行うことも可能である。

【0049】処理された画像はディスプレイアダプタ151を介してディスプレイ160に表示される。またリアルタイム画像処理と同時に、データの補正のみ行われた基本画像は、高速記憶装置161に保存される。高速記憶装置161としては、大容量、高速かつ高信頼性を満たすデータ保存装置が望ましく、例えば、RAID等のハードディスクアレー等が望ましい。また、操作者の指示に基づいて、高速記憶装置161に蓄えられた画像データは外部記憶装置に保存される。その際、画像データは所定の規格(例えば、IS&C)を満たすように再構成された後に、外部記憶装置に保存される。外部記憶装置は、例えば、光磁気ディスク162、LAN上のファイルサーバ170内のハードディスクなどである。

【0050】本X線撮像システムはLANボード163を介して、LANに接続する事も可能であり、HISとのデータの互換性を持つ構造を有している。LANには、複数のX線撮像システムを接続する事は勿論のこと、画像を動画・静止画を表示するモニタ174、画像データをファイリングするファイルサーバ170、画像をフィルムに出力するイメージプリンタ172、複雑な画像処理や診断支援を行う画像処理用端末173などが接続される。本X線撮像システムは、所定のプロトコル(例えば、DICOM)に従って、画像データを出力する。その他、LANに接続されたモニタを用いて、X線撮像時に医師によるリアルタイム遠隔診断が可能である。

【0051】図8に光検出アレー8の一例の等価回路を示す。以下の例は2次元アモファスシリコンセンサについて説明を加えていくが、検出素子は特に限定する必要はなく、例えばその他の固体撮像素子(電荷結合素子など)あるいは光電子倍增管のような素子であってもA/D変換部の機能、構成については同様である。

【0052】さて、図8に戻って説明を加える。1素子の構成は光検出部21と電荷の蓄積および読み取りを制御するスイッチングTFT22とで構成され、一般にはガラスの基板上に配されたアモファスシリコン(α -Si)で形成される。光検出部21中の21-Cはこの例では単に寄生キャパシタンスを有した光ダイオードでもよいし、光ダイオード21-Dと検出器のダイナミックレンジを改良するように追加コンデンサ21-Cを並列に含んでいる光検出器と捉えても良い。ダイオード2

1-DのアノードAは共通電極であるバイアス配線Lbに接続され、カソードKはコンデンサ21-Cに蓄積された電荷を読みだすための制御自在なスイッチングTF T22に接続されている。この例では、スイッチングTF T22はダイオード21-DのカソードKと電荷読み出し増幅器26との間に接続された薄膜トランジスタである。

【0053】スイッチングTF T22と信号電荷はリセット用スイッチング素子25を操作してコンデンサ21-Cをリセットした後に、放射線1を放射することにより、光ダイオード21-Dで放射線量に応じた電荷発生し、コンデンサ21-Cに蓄積される。その後、再度、スイッチングTF T22と信号電荷はリセット用スイッチング素子25を操作して容量素子713に電荷を転送する。そして、光ダイオード21-Dにより蓄積された量を電位信号として前置増幅器26によって読み出し、A/D変換を行うことにより入射放射線量を検出する。

【0054】図9は2次元に配列した光電変換装置を表した等価回路図である。図8で示された光電変換素子を具体的に2次元に拡張して構成した場合における光電変換動作について述べる。

【0055】光検出アレー8の画素は2000×2000～4000×4000程度の画素から構成され、アレー面積は200mm×200mm～500mm×500mm程度である。図9において、光検出アレー8は4096×4096の画素から構成され、アレー面積は430mm×430mmである。よって、1画素のサイズは約105×105μmである。1ブロック内の4096画素を横方向に配線し、4096ラインを順に縦に配置する事により各画素を2次元的に配置している。

【0056】上記の例では4096×4096画素の光検出器アレー8を1枚の基板で構成した例を示したが、4096×4096画素の光検出器アレー8を2048×2048個の画素を持つ4枚の光検出器で構成することもできる。2048×2048個の検出器を4枚で1つの光検出器アレー8を構成する場合は、分割して製作する事により歩留まりが向上するなどのメリットがある。

【0057】前述の通り1画素は、光電変換素子21とスイッチングTF T22とで構成される。21-(1,1)～21-(4096,4096)は前述の光電変換素子21に対応するものであり、光検出ダイオードのカソード側をK、アノード側をAとして表している。22-(1,1)～22-(4096,4096)はスイッチングTF T22に対応するものである。

【0058】2次元光検出器アレー8の各列の光電変換素子21-(m,n)のK電極は対応するスイッチングTF T22-(m,n)のソース、ドレイン導電路によりその列に対する共通の列信号線(Lc1～4096)に接続されている。例えば、列1の光電変換素子21-(1,

1)～(1,4096)は第1の列信号配線Lc1に接続されている。各行の光電変換素子21のA電極は共通にバイアス配線Lbを通して前述のモードを操作するバイアス電源31に接続されている。各行のTF T22のゲート電極は行選択配線(Lr1～4096)に接続されている。例えば、行1のTF T22-(1,1)～(4096,1)は行選択配線Lr1に接続される。行選択配線Lrはラインセクタ部32を通して撮像制御部33に接続されている。ラインセクタ部32は例えばアドレスデコーダ34と4096個のスイッチ素子35から構成される。この構成により任意のラインLrnを読み出すことが可能である。ラインセクタ部32は最も簡単に構成するならば単に液晶ディスプレイなどに用いられているシフトレジスタによって構成することも可能である。

【0059】列信号配線Lcは撮像制御部33により制御される信号読み出し部36に接続されている。25は列信号配線Lrをリセット基準電源24の基準電位にリセットするためのスイッチ、26は信号電位を増幅するための前置増幅器、38はサンプルホールド回路、39はアナログマルチプレクサ、40はA/D変換器をそれぞれ表す。それぞれの列信号配線Lrnの信号は前置増幅器26により増幅されサンプルホールド回路38によりホールドされる。その出力はアナログマルチプレクサ39により順次A/D変換器40へ出力されデジタル値に変換され図示しない画像処理部10に転送される。

【0060】本実施例の光電変換装置は4096×4096個の画素を4096個のラインLcnに分け、1列あたり4096画素の出力を同時に転送し、この列信号配線Lcを通して前置増幅器26-1～4096、サンプルホールド部38-1～4096を通してアナログマルチプレクサ39によって順次、A/D変換器40に出力される。

【0061】図9ではあたかもA/D変換器40が1つで構成されているように表されているが、実際には4～32の系統で同時にA/D変換を行う。これは、アナログ信号帯域、A/D変換レートを不必要に大きくすることなく、画像信号の読み取り時間を短くすることが要求されるためである。A/D変換部について詳細は後述する。

【0062】蓄積時間とA/D変換時間とは密接な関係にあり、高速にA/D変換を行うとアナログ回路の帯域が広くなり所望のS/Nを達成することが難しくなる。従って、A/D変換速度を不必要に速くすることなく、画像信号の読み取り時間を短くすることが要求される。そのためには、多くのA/D変換器40を用いてA/D変換を行えばよいが、その場合はコストが高くなる。よって、上述の点を考慮して適当な値を選択する必要がある。

【0063】放射線1の照射時間はおよそ10～500

msecであるので、全画面の取り込み時間あるいは電荷蓄積時間を100msecのオーダーあるいはやや短めにすることが適当である。

【0064】例えば、全画素を順次駆動して100msecで画像を取り込むために、アナログ信号帯域を50MHz程度にし、例えば、10MHzのサンプリングレートでA/D変換を行うと、最低でも4系統のA/D変換器40が必要になる。本撮像装置では16系統で同時にA/D変換を行う。16系統のA/D変換器40の出力はそれぞれに対応する16系統の図示しないメモリ（FIFOなど）に入力される。そのメモリを選択して切り替えることで連続した1ラインの走査線にあたる画像データとして以後の画像処理部10、あるいはそのメモリに転送される。この後、画像、グラフとしてディスプレイなどの表示装置に表示を行う。

【0065】さて、通常、X線撮像装置の電源のON/OFFのサイクルは1日周期の電源サイクルとなる。例えば、X線発生装置の動作テスト時に、X線固体撮像装置も電源を投入し、その後、患者などの被写体が訪れる可能性のある間、電源は投入された状態を維持し、その日の撮像が終了時に電源を遮断する。

【0066】電源が投入されている間、撮像装置で絶えず間なくX線を撮像を行うとはごく希である。長期間、撮像の無い間、撮像装置を撮像状態のまま維持すると、まず、消費電力が大きくなる。さらに、本実施例において、アモルファスシリコンデバイス上のTFT22は、動作時間の増加とともに導通時のON抵抗が上昇する現象がある。これば、通常センサ感度の低下として現れる。これらの理由より、撮像装置は低消費電力を抑えたり、撮像デバイスを撮像状態から開放することにより撮像デバイスの負荷を低減するために、撮像の無い間、X線撮像装置を待機モードに移行する。

【0067】具体的には、光検出アレー8の駆動ラインLc、Lr、Lbを全て同電位、例えばGND電位に揃えて光検出器アレー8に電位をかけない。また、その他、周辺のラインセクタ部32、信号読み出し部36、さらに撮像制御部33周辺回路については出力を維持した状態、もしくは問題とならない状態に設定し、低消費電力モードにして待機する。

【0068】さて、患者などの被写体が現れた場合に、通常、操作者の指示によりその待機モードから通常の撮像モードに移行する。この際、X線撮像装置は撮像準備を行う。単に撮像準備期間を含め、良好な画質、あるいはその再現性を得るための所定ウェイト時間をもたせなくてはならない。これは、例えば、ラインセクタ部32、信号読み出し部36などの周辺駆動素子が定常状態に落ち着くことを待つ時間であったり、光検出素子アレー8の特性が良好な画質を得るために十分落ち着くまでの時間であり、例えば暗電流特性の落ち着くまでの時間となる。

【0069】次に、図10、図11を用いて動作モードの遷移について述べる。図10はタイミングチャート、図11は人体検知とモード遷移に関するフローチャートである。以下、図11のフローチャートに沿って動作を説明する。

【0070】まず、待機モードから撮影モードへの復帰について述べる。

【0071】図10の例では、まずX線撮像装置は待機モードである。これは駆動制御部が管理しており、この待機モード時も被写体検出トリガ信号100に示した通り所定間隔で被写体（患者）の検出を被写体検知部213で行っている。この例では、被写体検出信号101のAタイミングの検出結果が人体検知となっている。誤検知の可能性もあるので所定時間後、再検知を試みる。この結果も人体検知となっていれば、撮像モードに遷移する。撮像モードに遷移するとセンサ駆動102を開始する。その所定時間後、センサ状態が撮像準備完了をもって、本X線撮像装置は撮像状態となる。

【0072】次に、撮影モードから待機モードへの遷移について述べる。

【0073】図10中、Bタイミングで被写体検知部213に被写体が検出されなくなっている。この場合も前出同様、誤検知の可能性があるので、さらに所定時間後に被写体検知部213で検知を行う。ここでもやはり被写体が検出されない場合、本実施例では直ちに、撮像装置の撮像に関する部分は待機モードに入る。勿論、直ちに、待機モードには設定以外にも、被写体がいなくなった後、所定時間経過してから待機モードに遷移しても良い。

【0074】被写体検知部213については、第1の実施例中で述べたので詳細は割愛する。本実施例では、被写体検知部213および制御部214を放射線検出手段212の外部に設ける構成としているが当然、放射線検出手段212の内部に取り込んでも良い。

【0075】また、本実施例では、操作者が撮像ルーチン以外でX線撮像装置を操作している場合、例えば画像ファインリングや画像処理&表示を行っている場合にも、X線撮像装置全体のモードとは別に、被写体を検知して、被写体がいない場合は撮像部分のみを待機モードに遷移させ、逆に被写体が現れた場合には撮像モードに遷移することもシステムの駆動モードの一つとして備えている。

【0076】

【発明の効果】以上、第1発明によれば、スループットの向上あるいは無駄な使用時間の減縮を可能にする放射線撮影装置が実現される。

【0077】また、第2発明によれば更に、このような効果をX線を使用した撮影装置で実現できる。

【0078】また、第3発明によれば、被写体の状態に応じて記録媒体の配置を適切に行え、スループットの向

上あるいは無駄な使用時間の減縮を実現できる。

【0079】また、第4発明によれば、被写体が撮影位置に来れば自動的に記録媒体を撮影準備位置に配置でき、撮影までの時間を短縮してスループットを向上できる。

【0080】また、第5発明によれば、被写体が撮影位置から離れれば自動的に記録媒体を撮影待機位置に配置でき、装置の無駄な使用時間の減縮を実現でき、省電力、装置としての耐久性の向上を実現できる。

【0081】また、第6発明によれば、被写体の状態に応じてフィルムの配置を適切に行え、スループットの向上あるいは無駄な使用時間の減縮を実現できる。

【0082】また、第7発明によれば、被写体の状態に応じて蛍光体シートの配置を適切に行え、スループットの向上あるいは無駄な使用時間の減縮を実現できる。

【0083】また、第8発明によれば、被写体の状態に応じて固体撮像素子を適切に制御でき、スループットの向上あるいは無駄な使用時間の減縮を実現できる。

【0084】また、第9発明によれば、X線撮影において被写体の存在により撮影準備を行うことによりスループットの向上が実現される、あるいは被写体がない場合に撮影装置の動作を待機モードとすることにより無駄な使用時間の減縮を可能にし、省電力、及び装置としての耐久性の向上が実現される。

【0085】また、第10発明によれば、駆動手段を低消費電力状態にすることで、省電力、及び装置としての耐久性の向上が実現される。

【0086】また、第11発明によれば、固体撮像素子の全ての端子を同電位に維持することで、素子の耐久性を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1実施例の放射線撮影装置の構成概略図

【図2】第1実施例の放射線画像撮影部の内部構成を示す断面図

【図3】被写体検知手段の一例の説明図

【図4】被写体検知手段の他の例の説明図

【図5】被写体検知手段の他の例の説明図

【図6】第2実施例の放射線画像撮影部の構成説明図

【図7】第3実施例の放射線撮像システムの構成説明図

【図8】センサ等価回路図

【図9】光検出器アレー構成例を示す図

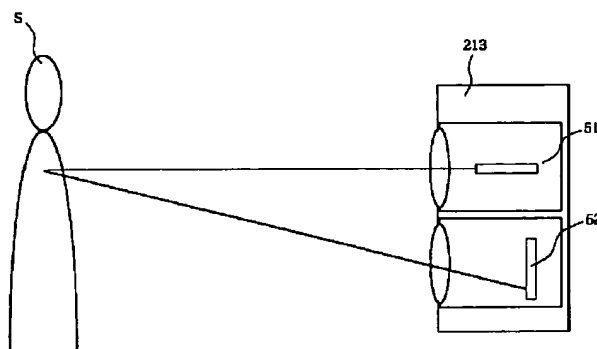
【図10】人体検出と撮像装置に関するタイミングチャート図

【図11】人体検知と撮像装置の駆動モードに関するフローチャート

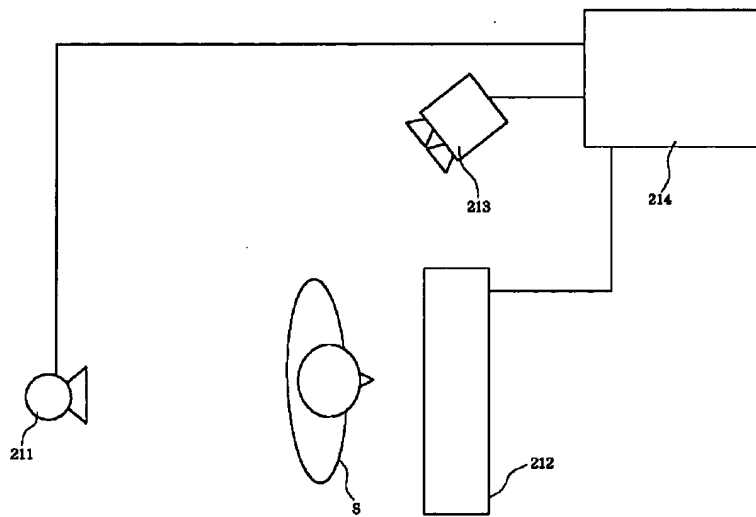
【符号の説明】

- 1 放射線
- 21 検出素子
- 26 前置増幅器
- 38 サンプルホールド回路
- 39 アナログマルチプレクサ
- 40 A/D変換部
- 41 増幅器
- 42 A/D変換器
- 43 A/D変換出力選択部
- 60 補正制御回路
- 61 補正係数用メモリ
- 62 補正演算部
- 63 画像信号補正部
- 211 放射線源
- 212 放射線画像撮影部
- 213 被写体検知部
- 214 (撮像)制御部
- 303 モータ
- 304～307 エンドレスベルト
- 308 読取装置
- 309 レーザ光源
- 310 ホトマル
- 311 消去ユニット
- 312 蛍光灯
- P 輝尽性蛍光体シート
- S 被写体

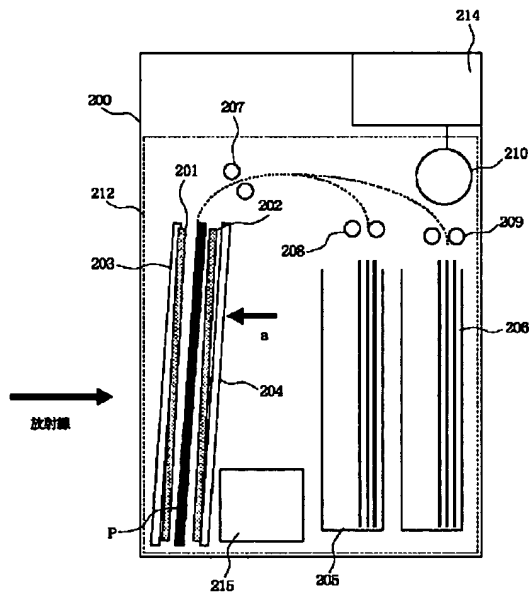
【図3】



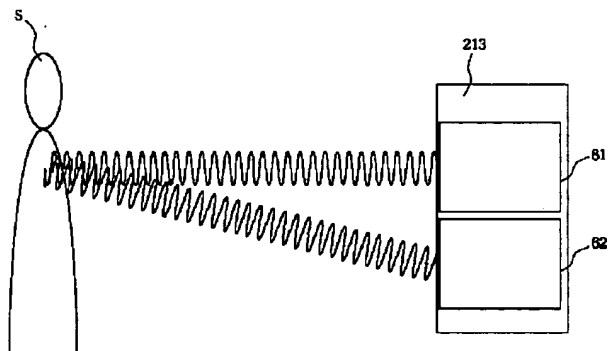
【図1】



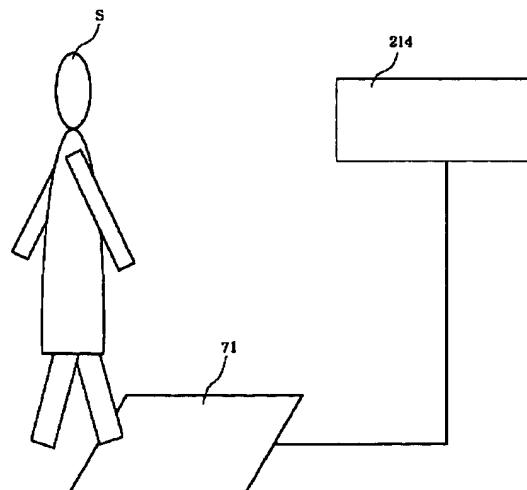
【図2】



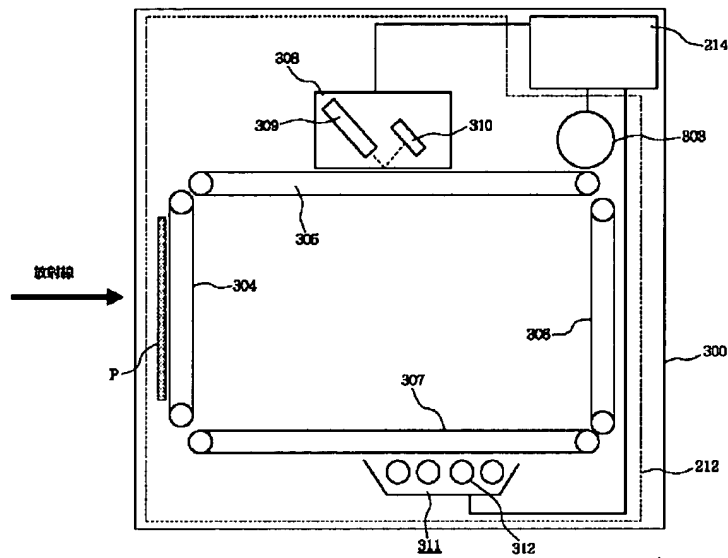
【図4】



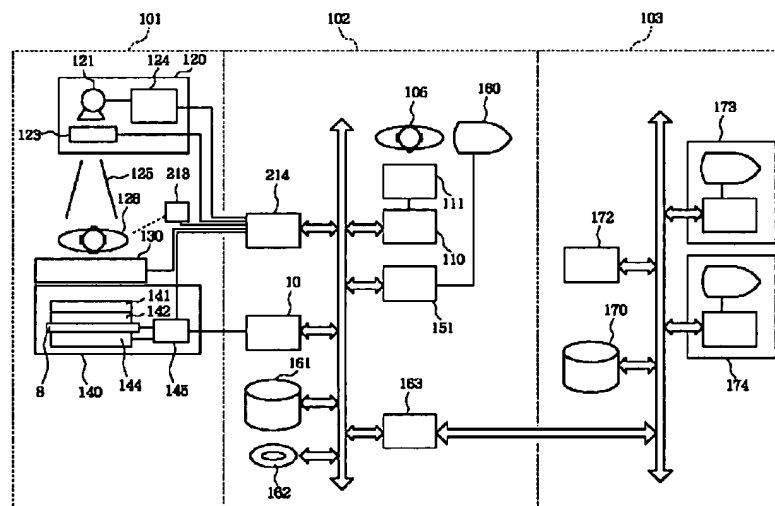
【図5】



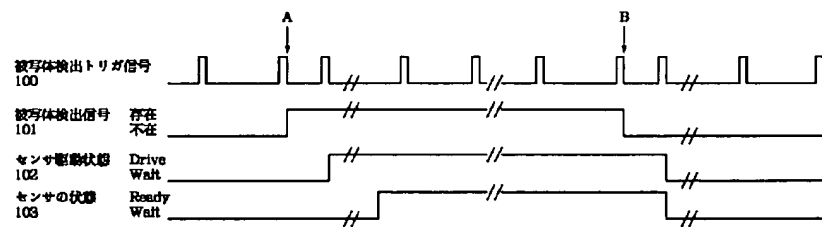
【図6】



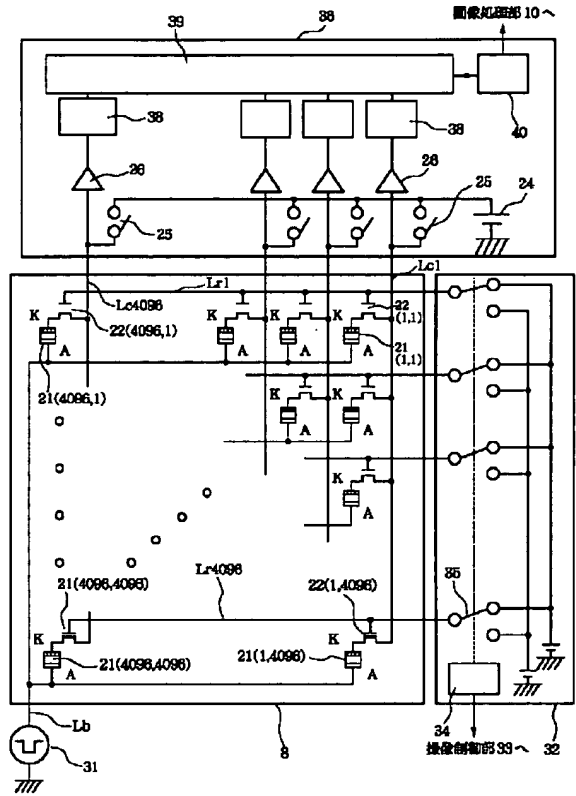
【図7】



【図10】



【図9】



【図11】

